

І.А. Запорожко
Д.А. Борозенець
В.І. Зубчук, к.т.н, доц.

НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Оцінка адаптивних резервів людини за даними пульсометрії

Визначення адаптивних резервів здоров'я людини є однією із задач діагностики та має на меті отримання кількісної оцінки функціонального стану основних систем у процесі здоров'я та виникненні патологій.

Розглянуто та описано архітектуру комплексу. Наведено програмно-апаратний комплекс реєстрації та обробки даних пульсометрії. Запропоновано кількісний критерій оцінки функціонального стану серцево-судинної системи – індекс форми пульсової хвилі (ІФПХ), з використанням прямого та оберненого перетворення Фур'є та аналізу його характеристик. Досліджено динамічні властивості пульсової хвилі у стані спокою. Наведено результати досліджень ІФПХ для груп добровольців різного віку і статі. Запропоновано кількісний критерій R для оцінки адаптивних резервів обстежуваних. Наведено норми R, з урахуванням віку і статі людини. Проведено оцінку даного методу, наведено результати статистичної обробки вхідних даних.

У висновках виконано аналіз можливостей розробленого програмно-апаратного комплексу, висунуто пропозиції щодо вдосконалення як апаратно, так і програмно.

Ключові слова: діагностика; функціональний стан; пульсова хвиля; біологічний вік; індекс форми.

Постановка проблеми. Визначення адаптивних резервів здоров'я людини є однією з задач діагностики та має на меті отримання кількісної оцінки функціонального стану основних систем у процесі здоров'я та виникненні патологій [8]. Під адаптивними резервами або коефіцієнтом здоров'я [4] розуміють суму резервних потужностей основних функціональних систем, показники яких у спокої та при навантаженні дозволяють робити висновок про здатність організму підтримувати нормальний функціональний стан в умовах зовнішніх і внутрішніх дестабілізуючих факторів.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Однією з основних регуляторних систем людини є серцево-судинна система (ССС), функціональний стан якої, зазвичай, оцінюють за даними систолічного (Ps) та діастолічного (Pd) тиску, частоти серцевих скорочень (HR) за допомогою індексу Кердо $I = (Ps - Pd)/HR$ або вегетативного індексу $VI = 100(1 - Pd/HR)$ [3]. Такі показники характеризують тонус серця, але не враховують стан та особливості так званого «периферійного серця» [5], тобто роботу мікрокапілярної системи скелетних м'язів, яка виконує значний обсяг роботи у транспорті по великому колу кровообігу. Динаміка функціонування «периферійного серця» може бути досліджена по формі пульсових хвиль у м'язових тканинах. Дослідження пульсових хвиль з давніх часів використовувалося у тибетській медицині для діагностики стану людини [2] на якісному рівні. Кількісна оцінка функціонального стану людини, оцінка адаптивних резервів як показника здоров'я на засадах аналізу та обчислення показників функціонування ССС є актуальною задачею діагностики та вирішується засобами програмно-апаратного комплексу.

Мета дослідження. Вивести кількісний критерій оцінки функціонального стану серцево-судинної системи. Розробити програмно-апаратний комплекс, здатний визначати запропонований критерій у режимі реального часу.

Викладення основного матеріалу. Метод дослідження периферійної гемодинаміки, заснований на реєстрації параметрів оптичного випромінювання, що проходить через ділянку живої тканини, тобто капілярну сітку з пульсуючою кров'ю. Варіабельність форми пульсової хвилі людини має складну динаміку. Так само, як і варіабельність серцевих ритмів, вона дозволяє аналізувати перехід організму від стану здоров'я і спокою до якогось іншого функціонального стану. Актуальною задачею є розробка методів аналізу динаміки пульсової хвилі і побудова комплексних оцінок функціональних станів людини.

Для збору даних пульсових хвиль був розроблений та зібраний прилад, що складається із 3 основних модулів:

- модуль автоматичного вимірювання і реєстрації пульсової хвилі;
- модуль обробки та класифікації сигналу на основі розбиття сигналу R-R інтервали з їх подальшим аналізом;
- модуль навчання системи за допомогою нейронної мережі.

Для реєстрації пульсової хвилі був використаний датчик HLC1395-002 на відбиття, неінвертуючий підсилювач, зібраний на LM358 модулятор сигналу на основі транзистора 74НСТ14D, керованого мультівібратором на тригері Шмідта, для зв'язку з ПК.

Смуговий фільтр забезпечує пропускання від низьких (~ 0.2 Гц) до високих (~ 26 Гц) частот.

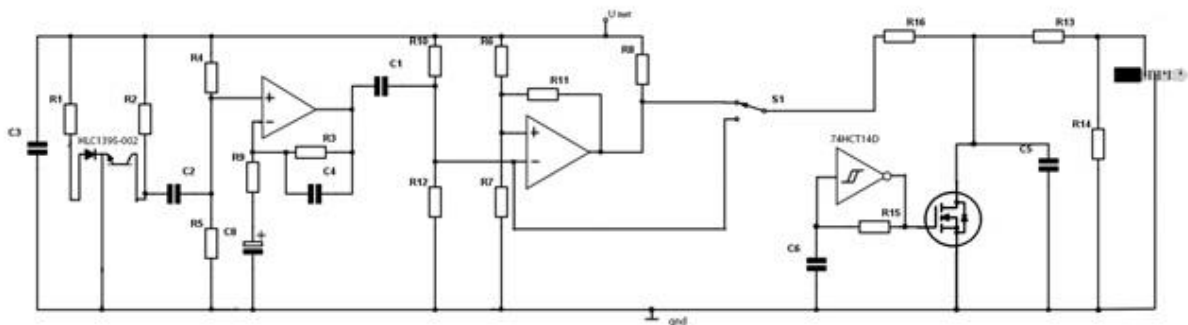


Рис. 1. Схема реєстратора пульсової хвилі (ПХ)

Для реалізації модуля обробки та класифікації було вибрано сімейство мікроконтролерів Atmega328 на базі Arduino, який може бути підключений до комп'ютера за допомогою порту USB або аудіо входу мікрофона.

Реєстрація проводилася методом інфрачервоної плетизмографії на відбиття у кінцівках.

Аналіз результатів та їх класифікація проводилася за допомогою алгоритмів динамічного програмування (DTW) і безперервного вейвлет-перетворення (CWT) на 3 основних патернах:

1. ПВ норми;
2. високого периферичного опору;
3. низького периферичного опору.

Для аналізу стану серцево-судинної системи набирається база даних таких параметрів людського організму:

- динаміка пульсової хвилі. Пульсову хвилю отримують у вигляді дискретної функції у часі з заданою приладом частотою дискретизації. Прилад фіксує від працюючого в інфрачервоному спектрі датчика оптичні сигнали з капілярів пальця людини, промодульовані по закону проходження пульсової хвилі через капіляри у полі зору датчика;
- насичення крові киснем (SpO2) реєструється за допомогою пульсоксиметра і дозволяє оцінити середній показник оксигенації крові;
- артеріальний тиск людини (систоличний та діастолічний). Для вимірювання використовувався стандартний електронний вимірювач тиску;
- зріст і вага людини.

Модуль реєстрації оперує даними пульсових хвиль обстежуваних, які отримуються за допомогою приладу реєстрації ПХ. Одночасно вносяться дані вимірювання артеріального тиску, антропометричні дані та дані анамнезу. Ці дані, перш за все, необхідні для накопичення статистики і подальшого вирішення задачі класифікації різних станів організму. Основною функціональною складовою цього модуля є реєстрація пульсових хвиль з приладу. Хвилі потребують подальшої обробки для виділення з сигналу корисної діагностичної інформації про форму пульсової хвилі в окремих періодах коливання, яку можна класифікувати [9].

Для перевірки наявності закономірності змін пульсових хвиль з віком у жінок та чоловіків використовувалась вибірка з 187 добровольців та складалася з 87 жінок та 100 чоловіків.

Побудована по всій вибірці матриця коефіцієнтів кореляції Пірсона показала, що статистично на оцінку віку приблизно однаково впливають такі показники, як індекс форми F, САТ, ДАТ та вага (табл. 1). Причому сам коефіцієнт форми має найкращу статистичну залежність із віком і незначною мірою із ЧСС та зростом людини. Систолічний і діастолічний тиск у здорових людей мають високу кореляцію, тому варто дослідити, чи є доцільним використовувати обидва цих показники при розпізнаванні, чи достатньо вибрати лише один із них. Цікавим є факт статистичної кореляції ваги і систолічного тиску.

Таблиця 1

Матриця кореляції

	Вік	Стать	F	SpO2	ЧСС	САТ	ДАТ	Зріст	Вага
Вік	1	–	–0,45	–0,24	–0,18	0,43	0,40	–0,17	0,42
Стать	–	1	0,20	–0,32	0,01	0,22	0,03	0,60	0,49
F	–0,45	0,20	1	–0,10	0,29	–0,10	–0,23	0,30	–0,02

Закінчення таблиці 1

	Вік	Стать	F	SpO2	ЧСС	САТ	ДАТ	Зріст	Вага
SpO2	-0,24	-0,32	-0,10	1	-0,07	-0,02	0,02	-0,11	-0,25
ЧСС	-0,18	0,01	0,29	-0,07	1	-0,02	0,10	-0,06	-0,03
САТ	0,43	0,22	-0,10	-0,02	-0,02	1	0,60	0,11	0,48
ДАТ	0,40	0,03	-0,23	0,02	0,10	0,60	1	-0,08	0,36
Зріст	-0,17	0,60	0,30	-0,11	-0,06	0,11	-0,08	1	0,44
Вага	0,42	0,49	-0,02	-0,25	-0,03	0,48	0,36	0,44	1

Зміни при розбитті вибірки на чоловіків та жінок, а також при вилученні систолічного або діастолічного тиску є несуттєвими [8]. На підставі цього було сформовано правило оцінки біологічного віку (табл. 2) для жінок та чоловіків.

Таблиця 2

Розподіл факторів впливу на біологічний вік у порядку спадання

Жінки	Вага	F	САД	Зріст	SpO2	ЧСС	ДАД
Чоловіки	F	Вага	SpO2	Зріст	САД	ЧСС	ДАД

При вимірюванні зміни концентрації еритроцитів під час пульсування крові за допомогою приладу, ми отримуємо графік, який показує періодичні коливання цієї концентрації. Сигнал розбивається на періоди, кожний з яких піддається програмній передискретизації до заданої кількості відліків, нормалізується по амплітуді та фільтрується від шуму. Після усереднення нормалізованих пульсових хвиль було отримано середній образ одного періоду пульсової хвилі.

По формі пульсових коливань можна з певною ймовірністю оцінювати біологічний вік людини, оскільки, як показано у [6], з віком характер цієї хвилі змінюється. По усередненому періоду, отриманому за деякий проміжок вимірювання пульсу для груп обстежуваних, можна з використанням штучної нейронної мережі визначити залежність форми пульсу від віку для людей різної статі, з урахуванням антропометричних даних.

Для кількісної оцінки функціонального стану і біологічного віку обстежуваних запропоновано індекс форми, який дозволяє відслідковувати зміну форми усередненого періоду ПХ. Індекс форми для усередненої хвилі визначається за формулою:

$$F = \sqrt{\sum_{i=2}^N a_i^2 + \sum_{i=2}^N b_i^2} / \sqrt{a_1^2 + b_1^2}; \quad (1)$$

де при:

$$T = I \cdot \Delta t = \frac{1}{N}, \quad \omega_0 = \frac{2\pi}{T} = \frac{2\pi}{N}; \quad U_0 = \frac{2}{T} \sum_{j=1}^N U_j \Delta t = \frac{2}{N} \sum_{j=1}^N U_j;$$

$$a_k = \frac{2}{T} \sum_{j=1}^N U_j \cos(k\omega_0 j \Delta t) = 2 \sum_{j=1}^N U_j \cos\left(\frac{k2\pi j}{N}\right), \quad (2)$$

$$b_k = \frac{2}{T} \sum_{j=1}^N U_j \sin(k\omega_0 j \Delta t) = 2 \sum_{j=1}^N U_j \sin\left(\frac{k2\pi j}{N}\right); \quad (3)$$

де k – номер гармоніки, U_j – значення амплітуди відліку в точці j ; N – кількість відліків усередненої ПХ.

Представлений індекс чисельно показує складність форми хвилі, тобто її відмінність від простої синусоїди, адже амплітуди гармонік більш високої частоти будуть мати різні значення. В нормі значення індексу форми ПХ для кожного періоду змінюється довкола деякого середнього значення. Цей процес є результатом дихання та наслідком підтримки серцево-судинною системою стабільного режиму функціонування. На рисунку 2 наведено за допомогою навчання штучної нейронної мережі норми індексу резервів F.

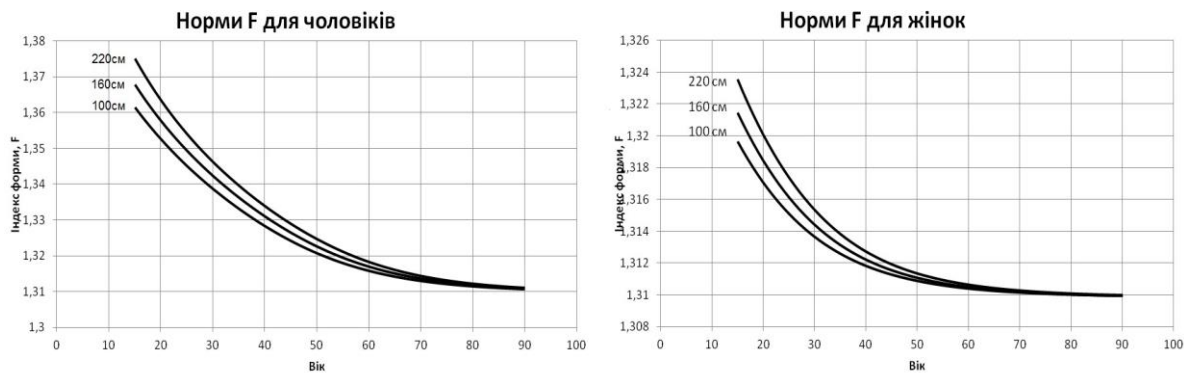


Рис. 2. Норми індексу резервів F

Задачею, яка описується в межах цієї статті, було дослідження динамічних властивостей пульсової хвилі у стані спокою, для побудови числових оцінок адаптивних резервів організму, а також для подальшого вивчення інших можливих варіантів спостереження за динамікою хвилі при патологіях, навантаженні тощо. Існують методи оцінки адаптивних резервів людини, а також методи діагностики, на основі дослідження динаміки ЧСС, але динаміка коливань форми пульсової хвилі досі потребує вивчення.

Аналіз наявності закономірності у зміні індексу форми в часі у стані спокою проводився на основі розрахунку автокореляційної функції. Для підтвердження нульової гіпотези, про наявність автокореляції залишків, застосовувався критерій Дарбіна-Уотсона. Значення $D = 0,003$, $D_{max} = 1,592$ $D_{min} = 1,506$, що свідчить про наявність позитивної автокореляції, та гіпотеза не відкидається.

У стані спокою автокореляційні функції індексу форми і ЧСС значно не змінюють свої значення відносно 0 та мають достатньо чітку періодичну форму, що свідчить про наявність деякого коливального процесу зміни форми хвилі у стані спокою, ймовірно, це пов'язано із диханням.

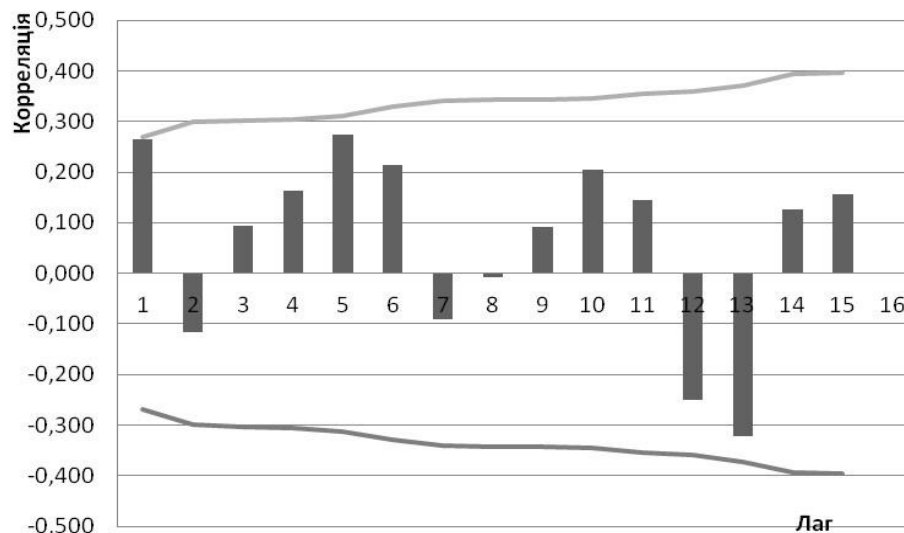


Рис. 3. Автокореляційна функція F (норма)

Із запропонованого аналізу отримуємо висновок, що по динаміці зміни індексу форми можна оцінювати наявність деяких процесів, відмінних від норми, які впливають на форму пульсової хвилі. Для аналізу цих процесів можна запропонувати кількісну оцінку, яку можна обраховувати для деякого невеликого проміжку часу, в якому відбулося декілька періодів пульсування.

Для оцінки індексу адаптивних резервів на основі аналізу динаміки зміни індексу форми ПХ запропоновано критерій:

$$R = \frac{F_{max} - F_{min}}{F_{mid}}; \quad (4)$$

де F_{max} – максимальне значення індексу форми у вибраному інтервалі;

F_{min} – мінімальне значення індексу форми у вибраному інтервалі;

F_{mid} – значення індексу форми для усередненого періоду для вибраного інтервалу, яке вираховується по згаданій вище формулі (2).

На основі даної оцінки можна побудувати норми за допомогою нейронної мережі для різної статі, з урахуванням зросту [7], як це було зроблено для індексів форми по усередненим ПХ. Норми побудовано за допомогою навчання штучної нейронної мережі, за алгоритмом зворотного поширення похибки на вибірці, яка складалася більше ніж з 200 вимірювань. Вибірка поділена на навчальну вибірку і тестову вибірку для оцінки похибки. Так само, як і при побудові норм зміни індексу форми для усереднених хвиль, є важливим врахування статі та зросту, як допоміжних параметрів. Це дає змогу побудувати сімейство залежностей для різних параметрів. На рисунку 4 наведено отримані вікові залежності критерія R для різного зросту для чоловіків (а) та жінок (б) у нормі.

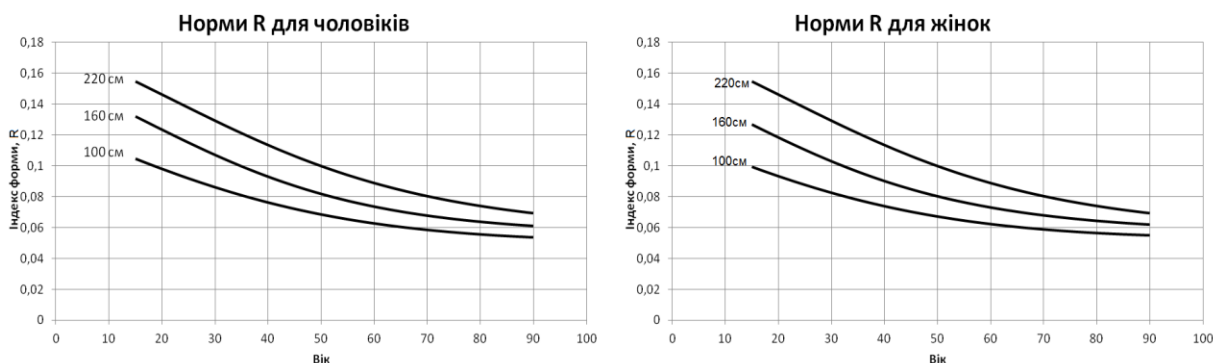


Рис. 4. Норми індексу резервів R

Висновки і перспективи подальших розробок. Програмно-апаратний комплекс забезпечує можливість визначення адаптивних резервів людини на засадах вимірювання параметрів пульсу та антропометричних даних. Оцінка за допомогою коефіцієнту резерву R, в якому використовуються дані про динаміку зміни індексу форми F, дає можливість аналізувати стан організму в процесі життєдіяльності, при навантаженнях та інших факторах, які відхиляють організм від стану норми. Дослідження показали, що варіабельність форми пульсової хвилі у стані спокою, індекс форми F, індекс адаптивних резервів R у нормі зменшується з віком, а індивідуальні показники F і R для обстежуваних дозволяють оцінити їх функціональний стан. За допомогою штучної нейронної мережі визначено закономірності зміни запропонованого індексу резерву R з віком, з урахуванням антропометричних особливостей.

Планується інтеграція розробленої методики як біологічного зворотного зв'язку для покращення результатів терапевтичних процедур. Апаратна частина може бути вдосконалена шляхом заміни мікроконтролера на більш потужний, розширення кількості датчиків, та більш ретельного підбору статичних компонентів. Можлива переробка моделі з додаванням нових змінних, розширення критеріїв оцінки.

Список використаної літератури:

1. Zaporozhko I.A. Plethysmography analysis according to age and genders / I.A. Zaporozhko, V.I. Zubchuk, E.A. Nastenka // Proceedings of 7th Annual Conference «Science and Art for Advancement in Medicine». – March 30–April 1, 2012. – Budapest, Hungary.
2. Пульсовая диагностика тибетской медицины / отв. ред. Ч.Ц. Цыдыпов. – Новосибирск : Наука, 1988. – 133 с.
3. Kordo I. Einaus Datender Blutzirkulation Kalkulierter Index zur Beurteilung der Vegetativen Tonuslage / I. Kordo // Actaneurovegetativa. – 1966. – Bd. 29. – No. 2. – Pp. 250–268.
4. Амосов Н.М. Моя система здоров'я / Н.М. Амосов. – К. : Здоров'я, 1977. – 56 с.
5. Аринчин Н.И. Микронасосная деятельность скелетных мышц при их растяжении / Н.И. Аринчин, Г.Ф. Борисевич. – Мн. : Наука и техника, 1986. – 112 с.
6. Зубчук В.И. Информационное обеспечение пульсодиагностики / В.И. Зубчук, М.Делавар-Касмаи, В.А. Крещук // Электроника и связь. Темат. вып. : Проблемы электроники. – 2005. – Ч. 2. – С. 120–124.
7. Иванов С.Ю. Точность измерения артериального давления по тонам Короткова в сравнении с осциллометрическим методом / С.Ю. Иванов, Н.И. Лившиц // Вестник аритмологии. – 2005. – № 40. – С. 55–58.
8. Мальованик Н.Г. Перелік функціональних проб у кардіології для ранньої діагностики та моніторинга перебігу серцево-судинних захворювань / Н.Г. Мальованик. – Ужгород, 2010.
9. Настенко Е.А. Анализ состояния системы кровообращения и микроциркуляторного русла на основе функциональных показателей / Е.А. Настенко, Е.К. Носовец, С.В. Зубков // Біомедична інженерія. – 2011. – № 2. – С. 2–48.
10. Нейронные сети в системе пульсовой диагностики / В.И. Зубчук, В.П. Яценко, К.-М. Делавар, О.В. Скорик, И.А. Запорожко // Электроника и связь. Темат. вып. : Проблемы электроники. – 2007. – Ч. 3. – С. 58–61.

References:

1. Zaporozhko, I.A., Zubchuk, V.I. and Nastenka, E.A. (2012), «Pletthysmography analysis according to age and genders», *Proceedings of 7th Annual Conference «Science and Art for Advancement in Medicine»*, from March, 30–Apr., 1, Budapest, Hungary.
2. Цыдпов, Ч.С. (ed.) (1988), *Pul'sovaja diagnostika tibetskoj medicyny*, Nauka, Novosibirsk, 133 p.
3. Kordo, I. (1966), «Einaus Datender Blutzirkulation Kalkulierter Index zur Beurteilung der Vegetativen Tonuslage», *Actaneyrovegetativa*, Bd. 29, No. 2, pp. 250–268.
4. Amosov, N.M. (1977), *Moja systema zdorov'ja*, Zdorov'ja, Kyi'v, 56 p.
5. Arinchin, N.I. and Borisevich, G.F. (1986), *Mikronasosnaja dejatel'nost' skeletnyh myshc pri ih rastjazhenii*, Nauka i tehnika, Minsk, 112 p.
6. Zubchuk, V.I., Delavar-Kasmai, M. and Kreshhuk, V.A. (2005), «Informacionnoe obespechenie pul'sodiagnostiki», *Jelektronika i svjaz'*, Temat. vyp. *Problemy jelektroniki*, Part 2, pp. 120–124.
7. Ivanov, S.Ju. and Livshic, N.I. (2005), «Tochnost' izmerenija arterial'nogo davlenija po tonam Korotkova v sravnenii s oscillometricheskim metodom», *Vestnik aritmologii*, No. 40, pp. 55–58.
8. Mal'ovanyk, N.G. (2010), *Perelik funkcional'nyh prob u kardiologii' dlja rann'oi' diagnostyky ta monitorynga perebigu sercevo-sudynnyh zahvorjuvan'*, Uzhgorod.
9. Nastenka, E.A., Nosovec, E.K. and Zubkov, S.V. (2011), «Analiz sostojanija systemy krovoobrashhenija i mikrocirkuljatornogo rusla na osnove funkcional'nyh pokazatelej», *Biomedichna inzhenerija*, No. 2, pp. 2–48.
10. Zubchuk, V.I., Jacenko, V.P., Delavar, K.-M., Skorik, O.V. and Zaporozhko, I.A. (2007), «Nejronnye seti v sisteme pul'sovoj diagnostiki», *Jelektronika i svjaz'*, Temat. vyp. *Problemy jelektroniki*, Part 3, pp. 58–61.

Борозенець Данило Андрійович – студент ФБМІ, НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Наукові інтереси:

– обробка сигналів.

Тел.: (098) 034–64–08.

E-mail: ttaaabb@gmail.com.

Зубчук Віктор Іванович – кандидат технічних наук, доцент кафедри БМК ФБМІ, НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Наукові інтереси:

– хронодіагностика;

– хрономедицина.

E-mail: grany@meta.ua.

Запорожко Інна Олександрівна – кандидат технічних наук кафедри БМК ФБМІ, НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Наукові інтереси:

– хронодіагностика.

E-mail: inna.zaporozhko@gmail.com.

Стаття надійшла до редакції 28.04.2018.